

Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 1 237 511 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
01.09.2004 Patentblatt 2004/36

(51) Int Cl.7: **A61F 2/30**, A61F 2/28,
A61L 27/00, A61L 27/12,
A61B 17/16, A61B 17/32,
A61F 2/46

(21) Anmeldenummer: 00979315.9

(22) Anmeldetag: 12.12.2000

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/CH2000/000659

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 2001/043667 (21.06.2001 Gazette 2001/25)

(54) **PRÄPARAT FÜR DIE REPARATUR VON KNORPEL- ODER KNORPEL/KNOCHEN-DEFEKTEN IN
MENSCHLICHEN ODER TIERISCHEN GELENKEN**

PREPARATION FOR REPAIRING CARTILAGE DEFECTS OR CARTILAGE/BONE DEFECTS IN
HUMAN OR ANIMAL JOINTS

PREPARATION POUR REPARATION D'ARTICULATIONS CHEZ L'HOMME OU L'ANIMAL, SUITE
A DES ANOMALIES CARTILAGINEUSES OU CARTILAGINO-OSSEUSES

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR

• VON RECHENBERG, Brigitte
CH-8903 Birmensdorf (CH)
• AUER, Jörg
CH-5600 Lenzburg (CH)

(30) Priorität: 15.12.1999 CH 229699

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
11.09.2002 Patentblatt 2002/37

(74) Vertreter: Frei, Alexandra Sarah
Frei Patentanwaltsbüro,
Postfach 768
8029 Zürich (CH)

(73) Patentinhaber: Sulzer Orthopedics Ltd.
8404 Winterthur (CH)

(56) Entgegenhaltungen:

(72) Erfinder:
• NADLER, Daniel
CH-8442 Hettlingen (CH)
• BITTMANN, Pedro
CH-8442 Hettlingen (CH)
• AKENS, Margarete
Guelph, ON, N1G 4S7 (CA)

EP-A- 0 493 698	EP-A- 0 768 332
WO-A-93/15694	WO-A-96/24302
WO-A-96/24310	WO-A-96/27333
WO-A-97/46665	WO-A-98/56317
DE-A- 2 933 174	DE-A- 4 317 448
DE-A- 19 503 504	US-A- 5 152 791
US-A- 5 591 234	US-A- 5 632 747
US-A- 5 718 707	

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

EP 1 237 511 B1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung liegt auf dem Gebiete der Medizintechnik und betrifft ein Präparat gemäss dem Oberbegriff des unabhängigen Patentanspruchs. Das Präparat dient zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten in menschlichen oder tierischen Gelenken, das heisst, es dient zur Reparatur von Defekten in der Knorpelschicht, die in Gelenken die Knochenoberfläche abdeckt, oder von Defekten, die diese Knorpelschicht und auch darunterliegendes Knorpelgewebe betreffen.

[0002] Ein Präparat zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1 ist aus der WO-A-93/15694 bekannt.

[0003] Beschädigungen von Gelenkknorpel durch Verletzungen oder durch alters- oder krankheitsbedingte Rückbildung sind insbesondere beim Menschen sehr häufig. Vielfach ist auch das unter dem Gelenkknorpel liegende Knorpelgewebe durch derartige Beschädigungen in Mitleidenschaft gezogen. Der Schweregrad von Knorpel- und Knorpel/Knochen-Defekten wird mit Hilfe der Outerbridge-Skala erfasst, mit den folgenden Kategorien: oberflächliche Ausfransung (ca. 10% aller Fälle), Risse im Knorpel (ca. 28%), Risse bis zum Knochen (ca. 41%), Schäden mit Beteiligung des Knochens (ca. 19%), andere Schäden, wie Osteochondritis dissecans und Gelenkbrüche (ca. 2% aller erfassten Fälle).

[0004] Vitales Knorpelgewebe enthält zwar lebende Zellen, durch deren Tätigkeit in der Wachstumsphase die spezifische Interzelluläre Knorpelmatrix aufgebaut wird, es ist aber mindestens in ausgewachsenem Zustand kaum durchblutet und besitzt deshalb nach der eigentlichen Wachstumsphase eine nur sehr beschränkte Regenerationsfähigkeit. Das heisst mit anderen Worten, Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekte, insbesondere derartige Defekte, die eine relativ grosse Knorpeloberfläche betreffen, heilen nicht von selbst und müssen deshalb operativ repariert werden (Mankin HJ: The response of articular cartilage to mechanical injury, Journal of Bone and Joint Surgery (Am) 64A (1982) March: Seiten 460-466).

[0005] Für die Reparatur der genannten Defekte wird beispielsweise das Implantieren von Präparaten vorgeschlagen, in denen das zu ersetzende Gewebe bereits vorhanden ist oder möglichst gut vorgebildet ist. Solche Präparate sind zylinderförmig und weisen auf einer Stirnseite eine Knorpelschicht auf. Für die Implantation wird im Bereich des zu reparierenden Defektes eine Sackloch-förmige Öffnung oder Bohrung erzeugt und das Präparat wird derart in die Bohrung eingesetzt, dass die Knorpelschicht des Implantates gegen aussen gerichtet ist. Die Bohrung reicht, unabhängig von der Defekttiefe, bis in gesundes Knorpelgewebe. Das Präparat weist einen etwas grösseren Durchmesser auf als die Bohrung und dieselbe achsiale Länge. Damit wird erreicht, dass zwischen nativem Gewebe und Implantat eine radiale Spannung entsteht (Pressfit), durch die das

Implantat in der Bohrung gehalten wird, und dass die Knorpeloberfläche des Implantates mit der umgebenden nativen Knorpeloberfläche fluchtet. Die Präparate haben je nach Defektgrösse einen Durchmesser von 4 bis 10mm (z.B. 5,4mm für Präparat und 5,3mm für Bohrung) und Längen von ca. 10 bis 20mm.

[0006] Für grössere Defekte wird vorgeschlagen, eine Mehrzahl derartiger zylinderförmiger Präparate mosaikartig im defekten Bereich einzusetzen und die Zwischenräume zwischen den Implantaten mit einem geeigneten Material auszufüllen.

[0007] Die zylinderförmigen Präparate sind beispielsweise autolog (Autotransplantate). Es wird also beispielsweise für die Reparatur eines Gelenkknorpel-Defektes, wie er an einer stark belasteten Stelle eines Gelenkes entstehen kann, aus einer relativ wenig belasteten Stelle desselben Gelenkes mit einem entsprechenden Hohlbohrer ein geeignetes Gewebestück entnommen und in eine an der defekten Stelle erstellte Bohrung transplantiert (Hangody L et al.: Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. Orthopedics 1998 Jul;21(7):751-6).

[0008] Die zylinderförmigen Präparate können auch von einem geeigneten Spender stammen (homologe Transplantate). Auch entsprechende heterologe oder Xenotransplantate sind bekannt, die vor der Implantation mit einem geeigneten Verfahren, z.B. Photooxidation (wie beschrieben in der Publikation EP-0768332 von Sulzer Innotec), derart behandelt werden, dass eine Immunreaktion nach der Implantation verhindert oder mindestens stark abgeschwächt wird (immunologische Desaktivierung). Solche Implantate werden beispielsweise aus Schultergelenken von geschlachteten Rindern entnommen und haben den Vorteil, dass sie in viel grösseren Mengen zur Verfügung stehen als autologe oder homologe Transplantate und dass sie keine Entnahme-Defekte verursachen, die ihrerseits wieder repariert werden müssen und zu neuen Schwierigkeiten führen können.

[0009] In der Publikation WO-97/46665 (Sulzer Orthopedics) wird auch ein entsprechendes Präparat beschrieben, in dem der Knochenteil aus einem Knochenersatzmaterial besteht und in dem die stirnseitige Knorpelschicht beispielsweise ausgehend von autologen Chondrocyten in vitro aufgewachsen wird.

[0010] In allen oben genannten Präparaten, die aus natürlichem Gewebe hergestellt werden, gibt es eine natürliche Verbindung oder Verwachsung zwischen der stirnseitigen Knorpelschicht und dem Knochenteil und es gibt einen äussersten Knochenbereich (subchondrale Knochenplatte), in dem das Knorpelgewebe dichter ist als in anderen Knochenbereichen. Auch die genannten, teilweise künstlichen Implantate weisen die Verwachsung der Knorpelschicht mit dem Knochenteil auf und der künstliche Knochenteil ist vorteilhafterweise mit einer dichteren, das heisst weniger porösen Aussenschicht, die der Knorpelschicht als Unterlage dient, ausgestattet.

[0011] Eine wichtige Funktion der subchondralen Knochenplatte oder einer künstlichen Nachbildung davon ist offenbar die Verhinderung einer vom Knochengewebe ausgehenden Vaskularisierung der Knorpelschicht, die zu einer Verknöcherung dieser Schicht führen würde. Daneben stellt die subchondrale Knochenplatte aber auch einen Bereich dar, der dank seiner höheren Dichte eine höhere mechanische Festigkeit hat als das innere Knochengewebe.

[0012] Mit den genannten Präparaten wird versucht, im wesentlichen die folgenden Ziele zu erreichen:

- Der Knochenteil des Präparates soll eine feste Verankerung des Implantates im gesunden Knochengewebe durch Pressfit ermöglichen, derart, dass das Implantat keine weiteren, gesunde Knorpelbereiche beeinflussende Befestigungsmittel benötigt.
- Die Verwachsung von Knorpelschicht und Knochenteil im Präparat soll dem Implantat eine Stabilität geben, derart, dass die Knorpelschicht auch ohne Stilllegung des betroffenen Gelenkes sich nicht ablösen und aus der Defektstelle entfernen kann.
- Die Knorpelschicht des Präparates soll eine derartige mechanische Festigkeit und Elastizität aufweisen, dass die Reparaturstelle schon unmittelbar nach der Implantation voll belastbar ist.
- Die Knorpelschicht soll eine Zone bilden, in der für implantierte Zellen oder für nach der Implantation zuwandernde Zellen geeignete Bedingungen für die Erzeugung und/oder Aufrechterhaltung von funktionsfähigem Knorpelgewebe herrschen. Dies soll auch unterstützt werden durch die subchondrale Knochenplatte, die die Knorpelschicht vom Knochenteil trennt und die hilft, eine vom Knochenteil ausgehende Vaskularisierung der Knorpelschicht zu verhindern.
- Der Knochenteil soll eine Zone darstellen, in der für implantierte Zellen oder für nach der Implantation zuwandernde Zellen geeignete Bedingungen für die Erzeugung und/oder für die Aufrechterhaltung von funktionsfähigem Knochengewebe herrschen.

[0013] Neue Versuche, in denen künstlich erzeugte Defekte in Gelenken von Schafen mit Autotransplantaten, mit Homotransplantaten oder mit Heterotransplantaten (aus Rindergewebe) in der eingangs beschriebenen Art repariert wurden, zeigen nun, dass der Heilungsprozess nach der Implantation nicht wie erwartet abläuft.

[0014] Es zeigt sich nämlich, dass der Knochenteil der Implantate nicht im nativen Gewebe integriert oder sukzessive durch neues Reparaturgewebe ersetzt wird, sondern dass der Knochenteil des Implantates einen

Umwandlungsprozess durchläuft, der im wesentlichen drei aufeinanderfolgende Phasen aufweist. In einem ersten Schritt werden knochenabbauende Zellen (Osteoclasten) stimuliert und der eingesetzte Knochen wird aufgelöst. Diese erste Phase ist bereits nach sechs bis acht Wochen deutlich sichtbar. Mit fortschreitender Implantationsdauer entsteht im Implantat ein Hohlraum (Zyste), der mit Bindegewebe aufgefüllt ist. Diese zweite Phase erreicht einen Höhepunkt nach ca. sechs Monaten. In der dritten und letzten Phase werden knochenbildende Zellen (Osteoblasten) angelockt, welche das Bindegewebe in Knochen umbauen. Der Umbauprozess ist nach ungefähr zwölf Monaten abgeschlossen. Dann ist die neu entstandene Knochenstruktur so gut angepasst, dass die ursprüngliche Grenze zwischen dem Implantat und dem umliegenden Knochengewebe kaum mehr wahrnehmbar ist.

[0015] Durch den beschriebenen, dreiphasigen Umwandlungsprozess entsteht in der mittleren Phase, in der die Knorpelschicht des Implantates nicht vom tragfähigen Knochenteil getragen wird sondern von einer mechanisch minderwertigen Zyste, ein hohes Risiko dafür, dass die Knorpelschicht in diese Zyste hineingedrückt wird, wo sie weder ihre mechanische Funktion noch ihre biologische Funktion erfüllen kann und von wo sie während der folgenden Phasen des Heilungsprozesses nicht mehr verschoben werden kann. Durch dieses Risiko werden also die Erfolgchancen der Heilung bedeutend reduziert und es müssen bei einer Verheilung mit schlecht positionierter Knorpelschicht Folgenachteile in Kauf genommen werden.

[0016] Erstaunlich an den beschriebenen Befunden ist die Tatsache, dass die Bildung der Zyste an der Stelle des Knochenteils eines Implantates in einer mittleren Phase des Heilungsprozesses nicht nur bei homologen und heterologen Implantaten auftritt, sondern insbesondere auch bei Autotransplantaten. Der anfängliche Abbau des implantierten Knochengewebes scheint also nicht eine Immunreaktion zu sein, in der Implantiertes; vitales Material als fremd erkannt und deshalb abgebaut wird. Die Vermutung liegt nahe, dass es sich um eine Reaktion auf implantiertes, totes Material handelt. Dies würde bedeuten, dass durch die Durchtrennung der natürlichen Blutversorgung in einem zwar aus lebensfähigem Gewebe entnommenen Implantat das Knochengewebe stirbt, auch wenn es unmittelbar nach der Entnahme wieder implantiert wird. In jedem Falle baut der Körper den Knochenteil des implantierten Präparates ab, um ihn erst dann wieder neu aufzubauen.

[0017] Die Erfindung stellt sich nun die Aufgabe, ein Präparat zur Reparatur von Knorpel-Defekten oder von Knorpel/Knochen-Defekten in menschlichen oder tierischen Gelenken zu schaffen, mit welchem Präparat das oben beschriebene Risiko des Absinkens einer implantierten Knorpelschicht in den Bereich des nativen Knochengewebes verhindert wird. Das erfindungsgemässe Präparat soll in ähnlich einfacher Art hergestellt und implantiert werden können wie die eingangs beschriebene

nen, bekannten Präparate, die einen Knochenteil und eine mit diesem Knochenteil verwachsene Knorpelschicht aufweisen.

[0018] Diese Aufgabe wird gelöst durch das Präparat, wie es im unabhängigen Patentanspruch definiert ist. Die abhängigen Ansprüche definieren bevorzugte Ausführungsformen des erfindungsgemässen Präparates.

[0019] Das erfindungsgemässe Präparat zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten in menschlichen oder tierischen Gelenken basiert auf dem Befund, dass die subchondrale Knochenplatte in der mittleren, kritischen Phase des oben beschriebenen Heilungsprozesses offenbar noch im wesentlichen unverändert vorhanden ist, wenn der Knochenteil vollständig oder grösstenteils durch Bindegewebe ersetzt ist. Dies ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass diese subchondrale Knochenplatte wegen ihrer höheren Dichte bedeutend langsamer abgebaut wird als die inneren Bereiche des Knochenteils. Da diese subchondrale Knochenplatte mechanisch genügend stabil ist, kann sie ein Absinken der darauf aufgewachsenen Knorpelschicht in eine darunter entstehende Zyste verhindern, wenn sie nicht nur auf dem Knochenmaterial des implantierten Knochenteils sondern noch zusätzlich auf Material mit anderen Abbau-Eigenschaften derart abgestützt ist, dass sie auch während der kritischen Heilungsphase nicht verschiebbar bleibt. Wenn die subchondrale Knochenplatte des Implantates nach dieser kritischen Phase, das heisst zu einem Zeitpunkt, in dem die Tragfähigkeit des inneren Implantatbereiches wieder hergestellt ist, ebenfalls abgebaut wird, kann dies den Heilungsprozess nicht mehr stark beeinflussen.

[0020] Eine Abstützung des implantierten Präparates während der kritischen Heilungsphase lässt sich im wesentlichen auf zwei Arten realisieren.

[0021] Einerseits kann das Implantat derart geformt sein, dass die Knorpelschicht und die subchondrale Knochenplatte des Präparates eine grössere Querschnittsfläche haben als der Knochenteil. Ein derartiges Präparat wird in eine zweistufige Bohrung implantiert, derart, dass die subchondrale Knochenplatte des Präparates sich nicht nur auf dem Knochenteil des Implantates sondern auch auf gesundem Knochengewebe neben der für die Reparatur erstellten Bohrung abstützt.

[0022] Andererseits können im Knochenteil des Präparates Säulen mit einer reduzierten Abbaubarkeit erstellt werden. Diese Säulen erstrecken sich axial durch den Knochenteil und reichen bis unter die subchondrale Knochenplatte. Die gegenüber den Knochenteilbereichen zwischen den Säulen reduzierte Abbaubarkeit kann realisiert werden durch eine bereichsweise, geeignete chemische Behandlung oder dadurch, dass im Knochenteil des Präparates achsial verlaufende Bohrungen erzeugt und mit einem künstlichen, abbauresistenteren Material gefüllt werden.

[0023] Die der Erfindung zugrunde liegenden Befunde sowie beispielhafte Ausführungsformen des erfindungsgemässen Präparates werden im Zusammen-

hang mit den folgenden Figuren detailliert beschrieben. Dabei zeigen:

Figur 1 ein zylinderförmiges Präparat gemäss dem Stande der Technik zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten in menschlichen oder tierischen Gelenken;

Figuren 2 bis 4 Gewebeschnitte durch mit einem Präparat gemäss Figur 1 reparierte Knorpel/Knochen-Defekte in einem Schafgelenk zu verschiedenen Zeitpunkten nach der Implantation;

Figur 5 ein Schema der Reparatur eines Knorpel-Defektes mit Hilfe einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemässen Präparates (Schnitte entlang der Achse des Präparates bzw. der Bohrung);

Figuren 6 und 7 zwei weitere beispielhafte Ausführungsformen des erfindungsgemässen Präparates im Querschnitt;

Figuren 8 und 9 Schnitte durch einen Knorpel-Defekt (Figur 8) und durch einen Knorpel/Knochen-Defekt (Figur 9), die beide mosaikartig mit einer Mehrzahl von erfindungsgemässen Präparaten gemäss Figur 5 repariert sind.

[0024] Figur 1 zeigt ein Präparat, wie es nach dem Stande der Technik für die Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten an menschlichen und tierischen Gelenken verwendet wird. Das Präparat ist zylinderförmig, vorteilhafterweise mit einem kreisrunden Querschnitt, und weist einen Knochenteil 1 und eine stirnseitig auf dem Knochenteil 1 aufgewachsene Knorpelschicht 2 auf. Die Knorpelschicht 2 bildet eine Knorpeloberfläche 3. Zwischen Knochenteil 1 und Knorpelschicht 2 erstreckt sich eine subchondrale Knochenplatte 4. Die Übergänge von Knochenteil 1 zu subchondraler Knochenplatte 4 und von subchondraler Knochenplatte 4 zu Knorpelschicht 2 sind nicht, wie in der Figur 1 vereinfachend dargestellt, als Linien erkennbar sondern es handelt sich um natürliche eher kontinuierliche Übergänge.

[0025] Wie bereits eingangs erwähnt, wird ein Präparat, wie es in der Figur 1 dargestellt ist, vorteilhafterweise aus vitalem Gewebe mit Hilfe eines Hohlbohrers ausgestanzt (Autotransplantate und Homotransplantate) und möglichst sofort implantiert oder es wird aus Gelenken von Schlachttieren (beispielsweise aus Schulterge-

lenken von geschlachteten Rindern) entnommen und vor der Implantation einer Behandlung zur immunologischen Desaktivierung unterzogen.

[0026] Die Figuren 2 bis 4 illustrieren die weiter oben bereits angeführten Versuche mit Implantaten gemäss Figur 1 in Schafgelenken und das angesprochene Risiko, das Reparaturen mit derartigen Implantaten beinhalten. Es handelt sich um Gewebeschnitte durch Reparaturstellen parallel zur Achse des Implantates, das bei der vorliegenden Vergrösserung von der oben dargestellten Knorpeloberfläche etwa 7 cm in das Knochengewebe hineinragt. Figuren 2 und 3 zeigen Präparate, die sechs Monate nach der Implantation erstellt wurden und in denen an den Reparaturstellen zystenartige Hohlräume im Knochengewebe sichtbar sind. Figur 2 zeigt einen Fall, in dem die Knorpelschicht noch an ihrem ursprünglichen Platz positioniert ist, in Figur 3 ist sie in den Zystenraum abgesunken.

[0027] Wie aus den Figuren 2 und 3 ersichtlich ist, ist im kritischen Zeitraum, in dem sich an der Stelle des implantierten Knochenteils ein zystenartiger Hohlraum befindet, die subchondrale Knochenplatte des Implantates noch im Wesentlichen unverändert vorhanden. Dieser Befund lässt sich auf die gegenüber dem inneren Knochengewebe erhöhte Dichte der subchondralen Knochenplatte und auf eine daraus resultierende, reduzierte Abbaubarkeit zurückführen. Die subchondrale Knochenplatte des Implantates hat offensichtlich andere Abbau-Eigenschaften als innere Bereiche des Knochenteils desselben Implantates.

[0028] Die Versuche wurden mit Autotransplantaten und mit Heterotransplantaten durchgeführt. An 7 behandelten Tieren wurden die Reparaturstellen nach sechs Monaten untersucht und in 10 Fällen (fünf Tiere) wurden in den Zystenhohlraum verschobene Knorpelschichten gefunden, in 4 Fällen (zwei Tiere) waren die Knorpelschichten an Ort und Stelle geblieben. In keinem Fall ging die Knorpelschicht in den Gelenkräum verloren.

[0029] Diese Versuchsergebnisse zeigen, dass offenbar zwischen Zyste und implantierter Knorpelschicht bzw. subchondraler Knochenplatte eine genügende Adhäsion besteht, um die Knorpelschicht daran zu hindern, sich gegen aussen aus der Reparaturstelle zu entfernen, dass aber die Tragfähigkeit der Zyste nicht ausreicht, um die Knorpelschicht daran zu hindern, sich gegen innen zu verschieben.

[0030] Figur 4 zeigt eine gleiche Reparaturstelle nach zwölf Monaten. Es ist deutlich eine durch das Einsinken der implantierten Knorpelschicht entstandene Unebenheit in der Knorpeloberfläche sichtbar. In der Versuchsreihe wurden Reparaturstellen an sieben behandelten Tieren nach zwölf Monaten untersucht und in zwei Fällen wurden Unebenheiten in der Knorpeloberfläche wie in der Figur 4 gefunden. In den restlichen Fällen war die Knorpeloberfläche im Reparaturbereich eben.

[0031] Figur 5 zeigt eine bevorzugte Ausführungsform des erfindungsgemässen Präparates zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochendefekten in

menschlichen oder tierischen Gelenken. Sie zeigt das Präparat 10, die für die Implantation des Präparates 10 zu erstellende Öffnung oder Bohrung 20 und das in die Öffnung eingefügte Präparat, das Implantat 30 (Schnitte entlang der Achse des Präparates 10 bzw. der Öffnung 20).

[0032] Das Präparat 10 hat in derselben Weise wie das Präparat der Figur 1 einen Knochenteil 1, eine stimseitige Knorpelschicht 2, die eine Knorpeloberfläche 3 bildet, und im Übergangsbereich zwischen Knochenteil 1 und Knorpelschicht 2 eine subchondrale Knochenplatte 4. Das Präparat hat einen Kopfteil 11 mit einem grösseren Querschnitt und einen Fussteil 12 mit einem kleineren Querschnitt. Der Kopfteil 11 umfasst im wesentlichen die Knorpelschicht 2 und die subchondrale Knochenplatte 4, der Fussteil 12 entspricht im wesentlichen dem Knochenteil 1. Der Fussteil 12 hat dabei vorteilhafterweise (aber nicht unbedingt) die Form eines Kreiszylinders oder stellen Kreiskegelstumpfes und der Kopfteil 11 steht allseitig über den Knochenteil 1 vor und ist beispielsweise ebenfalls kreiszylinderförmig.

[0033] Autotransplantate und Transplantate von lebenden Donoren haben vorteilhafterweise zylinderförmige Kopfteile, denn derartige Präparate sollten eine nur möglichst kleine Entnahmeöffnung verursachen. Präparate, die aus Gewebe von Schlachtieren (vorteilhafterweise Rinder oder Schweine) hergestellt werden, können ohne weiteres Kopfteile mit verschiedenen Formen von Knorpeloberfläche aufweisen, denn das Material ist in grossen Mengen verfügbar und kann deshalb auch mit Abfall verarbeitet werden. Aber auch in diesem Falle ist es vorteilhaft, den Fussteil derart auszugestalten, dass die für die Implantation zu erstellende Öffnung mit einem einfachen Werkzeug, beispielsweise mit einem Bohrer erstellbar ist.

[0034] Ein Präparat 10 mit mindestens im Fussbereich rundem Querschnitt wird beispielsweise aus einem entsprechenden zylinderförmigen Präparat hergestellt dadurch, dass der Knochenteil entsprechend bearbeitet wird. Diese Bearbeitung kann mit einem Werkzeug durchgeführt werden, in dem das zylinderförmige Präparat positionierbar ist und in dem Klingen aktivierbar sind, die in einem vorbestimmten oder einstellbaren Abstand von der Knorpeloberfläche den Querschnitt des Präparates auf ein vorbestimmtes Mass reduzieren.

[0035] Die Öffnung oder Bohrung 20, die in einem Defektbereich für die Implantation des Präparates 10 zu erstellen ist, weist einen an den Kopfteil 11 des Präparates 10 angepassten äusseren Bereich 21 auf, der eine Tiefe bis in den Bereich der nativen subchondralen Knochenplatte 4 aufweist, und einen an den Fussteil 12 des Präparates angepassten, inneren Bereich 22, dessen Tiefe sich nach der Form des zu reparierenden Defektes richtet und nach der Länge des zu implantierenden Präparates. Bei der Dimensionierung von Präparat 10 und Bohrung 20 ist für einen Pressfit sowohl im Bereich des Kopfteils als auch im Bereich der Fussteils des Präparates zu sorgen.

[0036] Eine Bohrung 20, wie sie in der Figur 5 dargestellt ist, wird beispielsweise erstellt mit einem Werkzeug, das eine Klinge mit einer kreislinienförmigen Schneidekante aufweist und zwei relativ zur Schneidekante axial beschränkt bewegliche Bohrer oder Hohlbohrer. Das Werkzeug wird auf der Defektstelle positioniert und die Klinge bis auf die subchondrale Knochenplatte eingedrückt. Dann wird mit dem ersten Bohrer, der um die Dicke der subchondralen Knochenplatte achsial über die Schneidekante der Klinge hinaus bewegt werden kann und dessen Durchmesser im wesentlichen dem Innendurchmesser der Klinge entspricht, der Äussere Bereich 21 ausgebohrt. Nachher wird mit dem zweiten Bohrer der innere Bereich 22 ausgebohrt, wobei die Bohrtiefe relativ zur Schneidekante oder relativ zur Endposition des ersten Bohrers einstellbar ist.

[0037] Figur 5 zeigt auf der rechten Seite auch das Implantat 30, das heisst das in der Bohrung 20 eingesetzte Präparat 10. Das Implantat 30 weist eine mit der nativen Knorpeloberfläche 3' fluchtende Knorpeloberfläche 3 auf und eine mit der nativen subchondralen Knochenplatte 4' in etwa fluchtende subchondrale Knochenplatte 4. Die subchondrale Knochenplatte 4 des Implantates ist offensichtlich abgestützt einerseits auf dem Knochenteil 1 des Implantates und andererseits auf nativem Knochengewebe unmittelbar unter der nativen, subchondralen Knochenplatte 4' oder in deren Bereich. Damit auch der Kopfbereich 11 des Implantates durch einen wirkungsvollen Pressfit in der Bohrung 20 gehalten wird, ist es vorteilhaft, dem äusseren Bereich 21 der Bohrung eine Tiefe zu geben, derart, dass die subchondrale Knochenplatte 4 des Implantates radial nicht nur gegen natives Knorpelgewebe 3' sondern auch gegen natives Knochengewebe (subchondrale Knochenplatte 4') abgestützt ist, wie dies in der Figur 5 dargestellt ist.

[0038] Zum Implantieren eines Präparates in einer Bohrung, wie es durch die Figur 5 gezeigt wird, wird beispielsweise ein Werkzeug verwendet, das eine Hülse und einen in der Hülse axial beweglichen Stößel aufweist. Die Hülse hat einen inneren Querschnitt, der dem Querschnitt des Kopfteils des zu implantierenden Präparats entspricht. Der Stößel hat vorteilhafterweise einen etwa gleichen Querschnitt wie dieser Kopfteil; er ist länger als die Hülse und weist einen Kanal auf, der auf der einen Stirnseite des Stößels beginnt und im Bereiche des anderen Stößelendes an eine Saugleitung anschliessbar ist.

[0039] Für die Implantation wird die Stirnseite des Stößels mit der Kanalöffnung in die Hülse geschoben und wird mit der erzeugten Saugkraft ein Präparat in die Hülse gezogen. Dann wird die Hülse mit Stößel und dem daran angesaugten Präparat über der vorbereiteten Bohrung positioniert und wird das Präparat mit Hilfe des Stößels und gegebenenfalls eines Hammers in die Bohrung gepresst.

[0040] Es zeigt sich, dass durch den Abbau des Knochenteils eines implantierten Präparates auch unmittelbar daran angrenzende Bereiche des nativen Knochen-

gewebes in Mitleidenschaft gezogen werden. Aus diesem Grunde empfiehlt es sich, den Überstand des Kopfteles auf etwa 1 bis 2 mm zu dimensionieren (z.B. Knochenteil mit Durchmesser ca. 3mm, Kopfteil mit Durchmesser 5 bis 6 mm)

[0041] Figuren 6 und 7 zeigen zwei weitere beispielhafte Ausführungsformen des erfindungsgemässen Präparates. Diese basieren auf der Idee, die subchondrale Knochenplatte des Präparates zusätzlich nicht auf nativem Knochengewebe, wie in Figur 5 dargestellt, sondern auf mindestens einer im Knochenteil des Präparates erstellten Säule abzustützen, wobei die Säulen vom restlichen Knochenmaterial des Knochenteils 1 eine verschiedene Abbaubarkeit aufweisen, derart, dass sie in demjenigen Zeitpunkt, in dem das restliche Knochenmaterial des Knochenteils abgebaut ist, die subchondrale Knochenplatte und die damit verwachsene Knorpelschicht tragen und ein Einsinken in den Zystenbereich verhindern können.

[0042] Figuren 6 und 7 sind Querschnitte durch Knochenteile 1 von erfindungsgemässen Präparaten. Diese Präparate sind beispielsweise zylinderförmig und weisen im Knochenteil achsial verlaufende Säulen auf, die aus einem Material bestehen, das langsamer abbaubar ist als das Knochenmaterial der Bereiche zwischen den Säulen. Die Säulen sind beispielsweise an der Oberfläche des Knochenteiles angeordnet (Oberflächensäulen 40 in Figur 6) und werden durch eine geeignete Behandlung des Knochenmaterials erzeugt oder sie befinden sich im Innern des Knochenteils (innere Säulen 41 in Figur 7) und werden erzeugt durch Erstellen von Bohrungen und Füllen der Bohrungen mit einem geeigneten Material. In beiden Fällen reichen die Säulen mindestens bis zur subchondralen Knochenplatte.

[0043] Als lokale Behandlung des Knochenmaterials für eine reduzierte Abbaubarkeit bietet sich eine Behandlung mit Biphosphonat an ("Biphosphonates in Bone Disease" Herbert Fleisch. The Parthenon Publishing Group, New York und London 1995). Als resorbierbares Material zum Füllen von Bohrungen kann beispielsweise Hydroxylapatitkeramik verwendet werden.

[0044] Figuren 8 und 9 zeigen einen Knorpel-Defekt (Figur 8) und einen Knorpel/Knochendefekt (Figur 9) mit Grössen derart, dass sie nicht mit einem einzigen Implantat reparierbar sind. Die Defekte sind mit strichpunktlierten Linien angedeutet.

[0045] Die Reparatur besteht aus einer mosaikartigen Anordnung von erfindungsgemässen Präparaten, wie sie in der Figur 5 dargestellt sind.

[0046] Wie bereits eingangs erwähnt, werden auch mit Implantaten gemäss dem Stande der Technik (Figur 1) derartige mosaikförmige Anordnungen für die Reparatur von grösseren Defekten verwendet. Die zylinderförmigen Präparate werden dabei so nahe beieinander wie möglich implantiert, wobei einerseits Lücken in der Knorpelschicht und andererseits sehr schmale Bereiche von nativem Knochengewebe zwischen den Knochenteilen der Implantate entstehen. Es zeigt sich, dass

die Heilungschancen dieser Reparaturen in Randbereichen besser sind als in mittleren Bereichen, und es lässt sich vermuten, dass dies einerseits auf die mangelnde Kompaktheit der neu erstellten Knorpelschicht und auf mangelnde Reparaturfähigkeit des sehr reduzierten nativen Knochengewebes zwischen den Implantaten zurück zu führen ist.

[0047] Figur 8 zeigt, dass die Implantate 30 mit Kopfteil 11 auch in einer Mosaik-Reparatur eine Abstützung der Knorpelschicht und der subchondralen Knochenplatte des Implantates auf nativem Knochengewebe 1' erlauben und dadurch einem Absinken der Knorpelschicht in einer kritischen Heilungsphase entgegenwirken. Es ist auch ersichtlich, dass die Bereiche von nativem Knochengewebe 1' zwischen den Fusstellen 12 der Implantate breiter sind als dies bei zylindrischen Implantaten möglich wäre. Dass also auch dadurch die Heilungschancen gegenüber dem Stande der Technik verbessert sind. Und es ist ersichtlich, dass die Knorpeloberfläche über den gesamten Defektbereich im wesentlichen unterbrochungslos gestaltet werden kann, wenn die Form der Kopfteile entsprechend (z.B. quadratisch, rechteckig, dreieckig oder sechseckig) gewählt wird.

[0048] Figur 9 zeigt einen Knorpel/Knochen-Defekt (mit strichpunktierter Linie angedeutet), der mit einer Mehrzahl von Präparaten gemäss Figur 5 repariert ist. Die Fussteile 12 der Implantate 30 reichen bis in gesundes Knochengewebe 1'. Stellen 50, wo Knochenmaterial fehlt oder beschädigtes Knochenmaterial entfernt wurde, sind mit einem geeigneten Material (beispielsweise Trikalziumphosphat oder hydraulischer Knochenzement) aufgefüllt. Dieses Material ist derart zu wählen, dass es vor oder erst nach den Fussteilen 12 der Implantate 30 abgebaut wird, dass es also in derjenigen, kritischen Phase des Heilungsprozesses, in der die Knochenteile der Implantate abgebaut aber noch nicht ersetzt sind, die Knorpelschichten stützen und ein Einsinken der Knorpelschichten verhindern kann. Vorteilhafterweise weist das Füllmaterial eine genügende, mechanische Festigkeit auf, derart, dass es zuerst in den Defekt gefüllt und dann durchbohrt werden kann.

[0049] Die für die Reparatur der Figur 8 beschriebenen zusätzlichen Vorteile gelten auch für die Reparatur gemäss Figur 9.

Patentansprüche

1. Präparat (10) zur Reparatur von Knorpel- oder Knorpel/Knochen-Defekten in menschlichen oder tierischen Gelenken, welches Präparat einen Knochenteil (1), eine auf den Knochenteil (1) aufgewachsene, eine Knorpeloberfläche (3) bildende Knorpelschicht (2) und im Übergangsbereich zwischen Knochenteil (1) und Knorpelschicht (2) eine subchondrale Knochenplatte (4) oder eine Nachbildung einer derartigen Knochenplatte aufweist und welches Präparat für die Reparatur derart in eine

im Defektbereich erstellte Öffnung oder Bohrung (20) implantierbar ist, dass der Knochenteil in gesundem Knochengewebe verankert ist und die Knorpeloberfläche (3) mit einer nativen Knorpeloberfläche (3') fluchtet, **dadurch gekennzeichnet, dass** für eine Abstützung der subchondralen Knochenplatte (4) und der Knorpelschicht (2) des implantierten Präparates auf mindestens zwei verschiedenen abbaubaren Materialien der Knochenteil (1) einen kleineren Querschnitt als die subchondrale Platte (4) und die Knorpelschicht (2) aufweist oder der Knochenteil (1) bis zur subchondralen Knochenplatte (4) verlaufende Säulenbereiche (40, 41) aufweist, die ein anderes Abbauverhalten aufweisen als die Bereiche zwischen den Säulenbereichen.

2. Präparat nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** es einen Kopfteil (11) und einen Fussteil (12) aufweist, wobei der Kopfteil (11) im wesentlichen die Knorpelschicht (2) und die subchondrale Knochenplatte (4) umfasst und der Fussteil (12) im wesentlichen dem Knochenteil entspricht und wobei die subchondrale Knochenplatte (4) grösser ist als ein dazu paralleler Querschnitt durch den Fussteil (12), derart, dass die subchondrale Knochenplatte (4) des implantierten Präparates (30) auf nativem Knochengewebe abstützbar ist.
3. Präparat nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Kopfteil (11) und der Fussteil (12) koaxiale Kreiszylinder sind.
4. Präparat nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Fussteil (12) ein Kreiszylinder ist und dass der Kopfteil (11) eine quadratische, rechteckige, dreieckige oder sechseckige Knorpeloberfläche (3) aufweist.
5. Präparat nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Säulenbereiche (40, 41) senkrecht zur subchondralen Knochenplatte (4) durch den Knochenteil (1) bis zur subchondralen Knochenplatte (4) verlaufen.
6. Präparat nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** es im wesentlichen zylinderförmig ist und die Knorpelschicht (3) stimseitig angeordnet ist.
7. Präparat nach Anspruch 5 oder 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Abbauverhalten der Säulenbereiche (40) durch eine chemische Behandlung gegenüber dem Abbauverhalten der Bereiche zwischen den Säulenbereichen verändert ist.
8. Präparat nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Säulenbereiche (40) aus mit Biphosphonat behandeltem Knochengewebe bestehen.

9. Präparat nach Anspruch 5 oder 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Säulenbereiche (41) aus einem in entsprechende axiale Bohrungen eingefüllten Knochenersatzmaterial bestehen.
10. Präparat nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** es aus autologem Gewebe hergestellt ist.
11. Präparat nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** es aus homologem oder heterologem, immunologisch desaktiviertem Gewebe hergestellt ist.
12. Präparat nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** es aus durch Photooxidation immunologisch desaktiviertem Gewebe hergestellt ist.
13. Präparat nach einem der Ansprüche 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** es aus aus Schlachtieren entnommenem Gewebe besteht.
14. Präparat nach Anspruch 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** es aus Rinder- oder Schweinegehirnen entnommen ist.

Claims

1. A device (10) for repairing cartilage defects or cartilage/bone defects in human or animal joints, said device comprising a bone part (1), a cartilage layer (2) grown onto the bone part (1) and forming a cartilage surface (3), and in the transition region between the bone part (1) and the cartilage layer (2) a subchondral bone plate (4) or an imitation of such a bone plate, and said device being implantable into an opening or a bore (20) set up in the defect region in a manner such that the bone part is anchored in the healthy bone tissue and the cartilage surface (3) is flush with a native cartilage surface (3'), **characterized in that** for supporting the subchondral bone plate (4) and the cartilage layer (2) of the implanted device on at least two materials with differing resorbabilities, the bone part (1) has a smaller cross section than the subchondral bone plate (4) and the cartilage layer (2) or the bone part (1) comprises column regions (40, 41) which extend to the subchondral bone plate (41) and have a resorbability different from the resorbability of the regions between the column regions.
2. A device according to claim 1, **characterized in that** it comprises a top part (11) and a bottom part (12), wherein the top part (11) substantially comprises the cartilage layer (2) and the subchondral bone plate (4), and the bottom part (12) substantially corresponds to the bone part and wherein the

subchondral bone plate (4) is larger than a cross section parallel to the subchondral bone plate through the bottom part (12) in a manner such that the subchondral bone plate (4) of the implanted device (30) is supported on native bone tissue.

3. A device according to claim 2, **characterized in that** the top part (11) and the bottom part (12) are coaxial circular cylinders.
4. A device according to claim 2, **characterized in that** the bottom part (12) is a circular cylinder and that the top part (11) has a square, rectangular, triangular or hexagonal cartilage surface (3).
5. A device according to claim 1, **characterized in that** the column regions (40, 41) extend perpendicularly to the subchondral bone plate (4) through the bone part (1) up to the subchondral bone plate (4).
6. A device according to claim 5, **characterized in that** it is essentially cylindrical and the cartilage layer (3) is arranged on one of its end faces.
7. A device according to one of claims 5 or 6, **characterized in that** the resorption behavior of the column regions (40) is altered with respect to the resorption behavior of the regions between the column regions by way of chemical treatment.
8. A device according to claim 7, **characterized in that** the column regions (40) consist of bone tissue treated with biphosphonate.
9. A device according to one of claims 5 or 6, **characterized in that** the column regions (41) consist of a bone replacement material filled into corresponding axial bores.
10. A device according to one of claims 1 to 9, **characterized in that** it is made of autologous tissue.
11. A device according to one of claims 1 to 9, **characterized in that** it is made of homologous or heterologous, immunologically deactivated tissue.
12. A device according to claim 11, **characterized in that** it is made of tissue which is immunologically deactivated by way of photo-oxidation.
13. A device according to one of claims 11 or 12, **characterized in that** it consists of tissue removed from slaughtered animals.
14. A device according to claim 13, **characterized in that** it is removed from cattle or pig's joints.

Revendications

1. Préparation (10) pour la réparation de défauts de
tissus cartilagineux ou cartilagineux/osseux au ni-
veau d'articulations humaines ou animales, laquelle
préparation comprend une partie osseuse (1), une
couche de cartilage (2) formant une surface de car-
tilage (3), ayant poussé sur la partie osseuse (1),
et, dans la zone de transition entre la partie osseuse
(1) et la couche de cartilage (2), une plaque osseu-
se sous-chondrale (4) ou une imitation d'une telle
plaque osseuse, et laquelle préparation peut être
implantée, en vue de la réparation, dans une ouver-
ture ou un alésage (20) réalisé dans la zone défec-
tueuse, de manière à ce que la partie osseuse soit
ancrée dans le tissu osseux sain et la surface de
cartilage (3) soit alignée avec une surface de car-
tilage native (3'), **caractérisée par le fait que**, pour
l'appui de la plaque osseuse sous-chondrale (4) et
de la couche de cartilage (2) de la préparation im-
plantée sur au moins deux matériaux ayant des pro-
priétés de dégradation différentes, la partie osseu-
se (1) a une section transversale inférieure à celle
de la plaque sous-chondrale (4) et de la couche de
cartilage (2) ou la partie osseuse (1) comporte des
zones de colonnes (40, 41) s'étendant jusqu'à la
plaque osseuse sous-chondrale (4) et qui présen-
tent des propriétés de dégradation différentes de
celles des zones situées entre les zones de colon-
nes. 5 10 15 20 25 30
2. Préparation selon la revendication 1, **caractérisée
par le fait qu'elle comprend une partie de tête (11)
et une partie de base (12), la partie de tête (11) en-
globant essentiellement la couche de cartilage (2)
et la plaque osseuse sous-chondrale (4) et la partie
de base (12) correspondant essentiellement à la
partie osseuse, la plaque osseuse sous-chondrale
(4) étant plus grande qu'une section transversale
de la partie de base, parallèle à la plaque sous-
chondrale, de sorte que la plaque osseuse sous-
chondrale (4) de la préparation implantée (30) puis-
se s'appuyer sur du tissu osseux natif.** 35 40
3. Préparation selon la revendication 2, **caractérisée
par le fait que la partie de tête (11) et la partie de
base (12) sont des cylindres circulaires coaxiaux.** 45
4. Préparation selon la revendication 2, **caractérisée
par le fait que la partie de base (12) est un cylindre
circulaire et que la partie de tête (11) a une surface
de cartilage (3) de forme carrée, rectangulaire,
triangulaire ou hexagonale.** 50
5. Préparation selon la revendication 1, **caractérisée
par le fait que les zones de colonnes (40, 41)
s'étendent perpendiculairement à la plaque osseu-
se sous-chondrale (4) à travers la partie osseuse** 55
- (1) jusqu'à la plaque osseuse sous-chondrale (4).
6. Préparation selon la revendication 5, **caractérisée
par le fait qu'elle a une forme essentiellement cy-
lindrique et que la couche de cartilage (3) se trouve
sur la face frontale.**
7. Préparation selon la revendication 5 ou 6, **caracté-
risée par le fait que les propriétés de dégradation
des zones de colonnes ont été modifiées par un trai-
tement chimique de manière à être différentes de
celles des zones entre les zones de colonnes.**
8. Préparation selon la revendication 7, **caractérisée
par le fait que les zones de colonnes (40) sont en
tissu osseux traité au diphosphonate.**
9. Préparation selon la revendication 5 ou 6, **caracté-
risée par le fait que les zones de colonnes (41)
sont en un matériau de remplacement de tissu os-
seux introduit dans des alésages axiaux appro-
priés.**
10. Préparation selon l'une des revendications 1 à 9,
**caractérisée par le fait qu'elle a été préparée à
partir de tissus autologues.**
11. Préparation selon l'une des revendications 1 à 9,
**caractérisée par le fait qu'elle a été préparée à
partir de tissus homologues ou hétérologues ayant
subi une désactivation immunologique.**
12. Préparation selon la revendication 11, **caractérisée
par le fait qu'elle a été préparée à partir d'un tissu
ayant subi une désactivation immunologique par
photo-oxydation.**
13. Préparation selon l'une des revendications 11 ou
12, **caractérisée par le fait qu'elle est constituée
de tissus prélevés sur des animaux d'abattage.**
14. Préparation selon la revendication 13, **caractéri-
sée par le fait qu'elle est constituée de tissus pré-
levés au niveau des articulations de bovins ou de
porcins.**

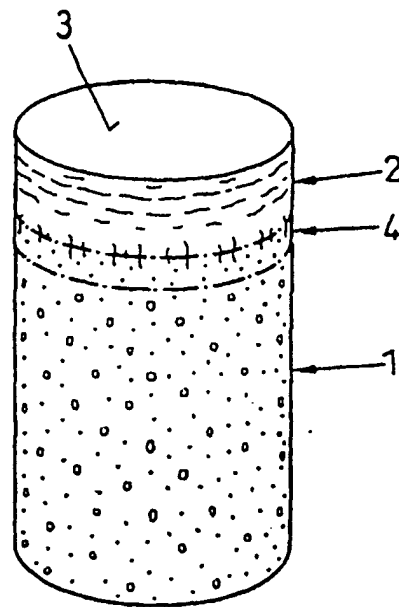


FIG. 1
STATE OF THE ART



Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4

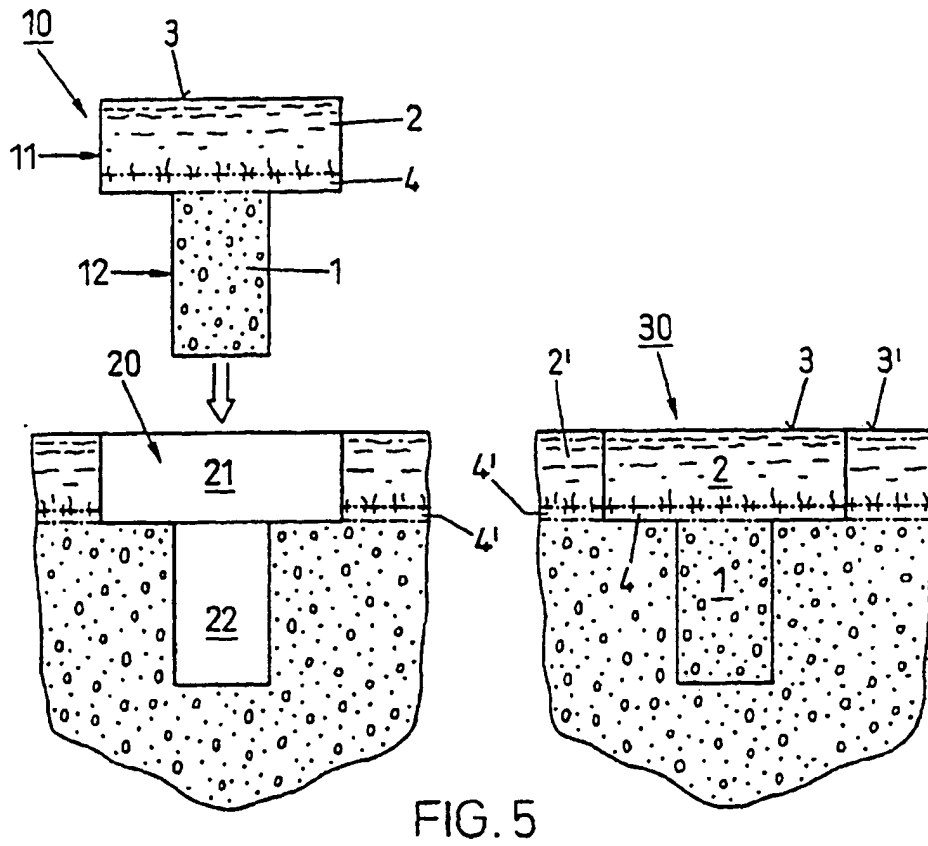


FIG. 5

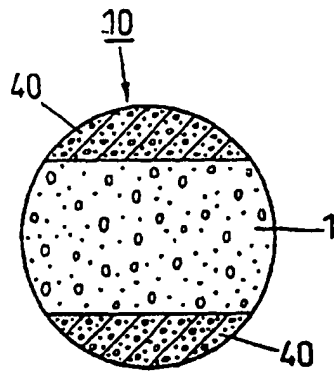


FIG. 6

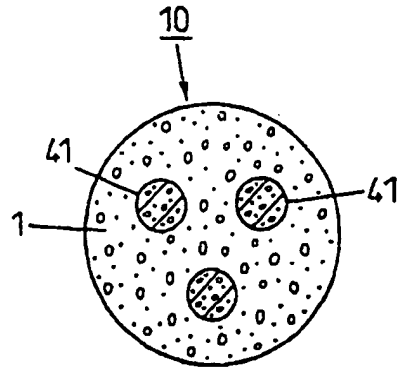


FIG. 7

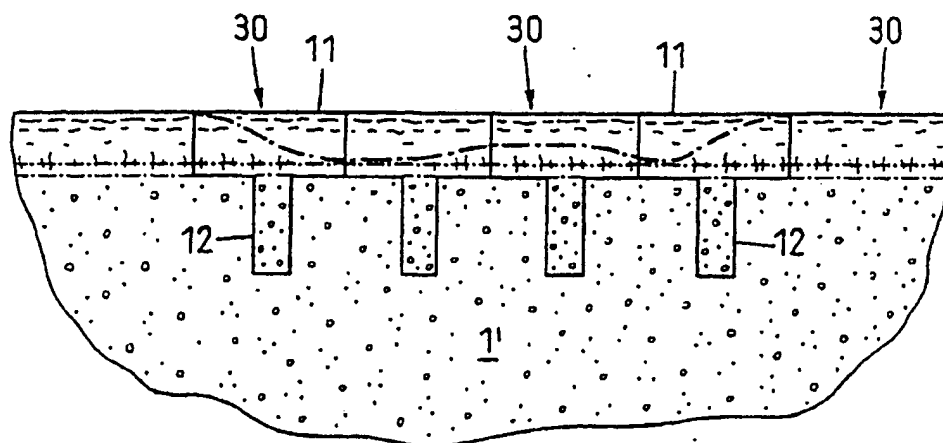


FIG. 8

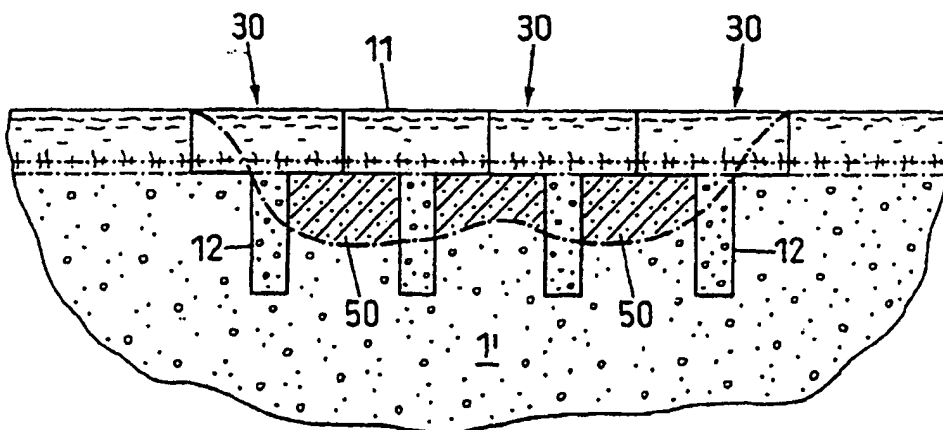


FIG. 9